

VŠB - Technická univerzita Ostrava

Fakulta elektrotechniky a informatiky

Katedra měřicí a řídicí techniky

MĚŘENÍ GLYKÉMIE

GLYCEMIA MEASUREMENT

2011

BASSAM ABUMAHFOUZ

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky

Zadání bakalářské práce

Student: **Bassam Abumahfouz**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Měření glykemie**
Glycemia Measurement

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s metodikou měření glykemie a rozbor metodiky.
2. Návrh a realizace zařízení pro měření glykemie v laboratorních podmínkách.
3. Návrh a realizace software pro PC pro měření glykemie.
4. Vytvoření laboratorní úlohy dle standardů laboratoře BME.
5. Provedení testů.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. ĎAĎO, S. - KREIDL, M. *Senzory a měřicí obvody*. 2. vyd. Praha: ČVUT v Praze, 1999. 314 s. ISBN 80-01-02057-6.
2. *Sensor technology and devices*. Edited by Ristic, L. Boston(USA): Artech House, 1994. 524 s. ISBN 0-89006-532-2.
3. ENDERLE, J. - BLANCHARD, S. - BRONZINO, J. *Introduction to Biomedical Engineering*. 2nd ed. Burlington(USA): Elsevier/ Academic Press, 2005. 1117 s. ISBN 978-0-12-238662-6.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Černý**

Datum zadání: 19.11.2010

Datum odevzdání: 06.05.2011

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uuvádím v seznamu přiloženém k práci.

V.....Ostravě..... dne.....21.7.2011

.....

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Martin Černý za odborné konzultace, čas a cenné rady, které mi poskytl při spolupráci a vedení této práce. Taktéž děkuji celé mé rodině a blízkým za podporu.

Abstrakt:

Výsledkem této práce pojednává o způsobech měření obsahu glukóza v krvi pacientů, cukrovka (Diabetes mellitus) je onemocnění, kterým trpí miliony lidí na celém světě, cukrovka popisuje biologické pochody v těle .Věnuje se podrobnějším popisu elektronických měřičů glukóza v krvi. Rozebírá různé metodiky měření glykemie.V závěru řeší praktickou realizaci zařízení pro měření glykemie v laboratorních podmínkách .

Klíčová slova:

Glukóza, glykemie,diabetes mellitus, měření glykémie, glukometr, elektrochemické glukometry, biosenzory.

Abstract:

The result of this work deals with methods of measuring glucose in the blood, diabetes (Diabetes Mellitus) is a disease which afflicts millions of people around the world, diabetes describes biological processes in the body. He is a more detailed description of the electronic blood glucose meters. Discusses various methods of measuring glykemie.V conclusion addresses the practical realization of devices for measuring blood glucose in laboratory conditions.

Key words:

Glucose, glycemia, diabetes mellitus, measurement of blood glucose, glucometer, glucometers electrochemical and biosensors.

OBSAH :

Úvod	1
1. Glykémie	2
1.1 Hypoglykémie	2
1.2 Hyperglykémie.....	3
1.3 Rozdělení diabetu	3
1.3.1 Diabetes 1. Typu	3
1.3.2 Diabetes 2. Typu	3
2. Glukometr	3
2.1 Převodníků pro elektrochemické biosenzory	4
2.2 Potenciometrické bioelektrody	4
3.3 Amperometrické bioelektrody.....	5
3. Elektrochemické biosenzory	6
3.1 Enzymové biosenzory	6
3.2 Biosenzor.....	7
4. Návrh hardware měřicího zařízení.....	9
4.1 Návrh měřicího řetězce.....	10
4.1.1 Návrh elektrické zapojení.....	10
4.1.2 Stabilizátor napětí	11
4.1.3 Schéma zapojení.....	13
4.1.4 Seznam součástek.....	14
4.2 Realizace elektrické zapojení.....	15
4.2.1 Deska.....	15
4.2.2 Výrobek.....	16
4.3 Analogově digitální převodník	17
5. Návrh software měřicího zařízení.....	17
5.1 Návrh software řetězce.....	18
5.2 Postupovat při tvorbě software.....	19
5.3 Testování software měřicího zařízení.....	25
Závěr	29
Seznam použité literatury a internetových zdrojů	30
PřílohaA.....	31
PřílohaB.....	31

UVOD

Diabetes mellitus, neboli úplavice cukrová (cukrovka) je metabolické onemocnění charakterizované zvýšenou hladinou cukru v krvi. Je to jedna z hlavních příčin úmrtí a invalidity ve světě. Základem léčby cukrovky je snaha udržet hladinu cukru v krvi pod kontrolou a co možno nejbližší normálním hodnotám. Hladina cukru v krvi by se měla tedy udržovat co nejvíce stabilní. V některých případech je možné dosáhnout zlepšení využití inzulínu, který se stále vytváří v těle, upravením jídelníčku a zvýšením tělesné aktivity. V případech, kdy tato opatření nedostačují, je nutné začít užívat léky pro zvýšení tvorby inzulínu a při selhání i této léčby je nutné podávat inzulín ve formě injekcí.

Nejnovější studie ukázaly, že by si každý diabetik měl pravidelně měřit hladinu cukru v krvi. Lépe se přizpůsobí aktuálnímu stavu a na základě toho si upravovat dávky inzulínu a svůj jídelníček. Je dokázáno, že dobrá kontrola glykémie oddálí nebo dokonce zamezí vzniku možných komplikací. Diabetik, který si pravidelně měří svoji hladinu cukru v krvi a podle toho si upravuje léčbu, se cítí lépe, může vést normální život a dožívá se vyššího věku.

Cílem bakalářské práce je seznámení s metodikou měření glykémie a rozbor této metodiky.

Navrhuje a realizuje přístroj pro měření glykémie v laboratorních podmínkách. Součástí je příslušný software pro PC, vyhodnocující výsledky. Závěrem bude vytvořena laboratorní úloha pro přístroj a software dle standardů laboratoře BME.

1. GLYKÉMIE

Odborně glukosemie, neboli krevní cukr je termín používaný pro vyjádření koncentrace glukózy v krvi. Referenční hodnoty glykemie na lačno se pohybují mezi 4,4-6,1 mmol/l v kapilární krvi, 3,9-5,5 mmol/l v žilní krvi a 4,2-6,4 mmol/l v krevní plazmě. U diabetiků by hodnota glykemie neměla optimálně přesáhnout 6,0 mmol/l na lačno a 7,5 mmol/l po jídle. Pokles glykemie pod dolní hranici normy (< 3,3 mmol/l) se nazývá hypoglykemie. Zvýšená hladina glykemie (>5,5 mmol/l - na lačno pro nediabetika) se označuje jako hyperglykemie.^[1]

Hladina cukru se po každém jídle zvyšuje. U zdravého člověka dochází po každém jídle k vylučování inzulínu ze slinivky břišní. Inzulín působí na buňky organismu a umožňuje, aby do nich mohl vstupovat cukr přijmutí v jídle. Cukr je v buňkách využíván ke tvorbě energie a vstup cukru do buněk má tedy za následek snížení jeho hodnoty v krvi na normální hodnotu. Pro diagnostiku cukrovky se měří hodnoty cukru v krvi nalačno a po jídle.^[2]

1.1 HYPOGLYKÉMIE

Je definována jako patologický pokles glykemie pod 3,3 mmol/l doprovázený klinickými projevy, jež jsou způsobeny vylučováním antiregulačních hormonů a dalšími biochemickými procesy. Řadí se mezi akutní komplikace diabetu a jedná se o častou komplikaci léčby diabetu inzulínem. Normální hladina glukózy v krvi je 3,5 - 5,5 mmol/l. Diabetik však může mít problémy i při těchto hodnotách (je „zvyklý“ na chorobně zvýšenou hladinu glukózy). Mírná hypoglykemie se může projevit u zdravých lidí při nízkém příjmu potravy nebo vysoké tělesné zátěži, příznaky jsou přitom mírnější, zřídka dojde k několikavteřinové mdlobě.^[3]

1.2 HYPERGLYKÉMIE

Je definováno jako zvýšení glykemie nad normu. Za normoglykémii u zdravých osob na lačno je považováno rozmezí 3,5-5,5 mmol/l. U diabetiků se za optimální hladinu glykémie (ke které směřuje terapeutická intervence) nalačno považuje rozmezí 4-6 mmol/l, rozmezí 6-7 mmol/l je hodnoceno jako uspokojivé a nad 7 mmol/l je neuspokojivá hladina glykémie. Hodnoty glykémie po jídle rostou u zdravých osob i u diabetiků a norma pro stavy po jídle je tedy vyšší. U diabetiků je většinou často zvýšená glykémie jak nalačno tak po jídle a po jídle trvá zvýšení glykémie déle než u diabetiků. Výrazná hyperglykémie může diabetika ohrozit porušením acidobazické rovnováhy organismu (ketoacidóza), mírnější, ale dlouho trvající hyperglykémie zvyšuje riziko rozvoje pozdních komplikací diabetu.^[4]

1.3 ROZDĚLENÍ DIABETU

Diabetes mellitus je rozdělován na 2 základní typy:

1.3.1 DIABETES 1. TYPU

Nebo na inzulínu závislá – může dojít v každém věku, projeví se častěji u dětí nebo mládeže. Léčba tohoto typu diabetu spočívá v celoživotním dodávání inzulínu do těla. K aplikaci inzulínu se používají speciální inzulínové stříkačky a inzulínová pera. Ty se aplikují do podkoží na stehně, břicho nebo na paži většinou 3-6x denně. Takový pacient si aplikuje inzulín sám, a má také možnost kontroly hladiny cukru (selfmonitoring) pomocí diagnostických proužků a glukometru. Jeho použití spočívá v nanesení kapky krve na diagnostický proužek a glukometr vyhodnotí hladinu cukru v krvi. Pacient si může v průběhu dne kontrolovat hladinu cukru a podle toho i upravovat dávky inzulínu.^[5]

1.3.2 DIABETES 2. TYPU

Nebo na inzulínu nezávislá – je nejrozšířenějším druhem diabetu na celém světě a postihuje nejčastěji pacienty středního a pozdního věku, v 80% hlavně pacienty trpící obezitou. K odhalení tohoto onemocnění většinou dojde náhodně, při preventivním vyšetření u lékaře z krve, nebo moči. U tohoto typu diabetu slinivka inzulín vytváří v dostatečné míře, ale tělesné buňky na něj nedostatečně reagují a neodčerpávají cukr z krve, což opět vede ke zvýšené hladině cukru v krvi. Mezi další poruchy spojené s diabetem patří vysoký krevní tlak a zvýšená hladina tuků v krvi.^[5]

2. GLUKOMETR

Glukometr je konstruován jako malé i lehké zařízení „Kapesní záření“, je přístroj určený k domácímu měření glykémie, tzv. self-monitoring (sebekontrola) glykémie. Glykémie je u nediabetiků automaticky měřena receptory na β -buňkách, které dle glykémie ovlivňují množství vyloučeného inzulínu, čímž ji přímo ovlivní. Diabetik musí funkci β -buněk nahradit, a proto si měří glykémii glukometrem. Podle výše glykémie a na základě předchozích zkušeností musí odhadnout množství inzulínu, které je nutno aplikovat. Záměrem self-monitoringu je, pomocí systematického měření glykémie, docílit glykemické křivky nediabetika. Glukometry také zpravidla umí vypočítat týdenní a měsíční průměr z naměřených hodnot glykémie. To diabetikovi slouží k přibližnému odhadu hodnoty glykovaného hemoglobinu - tzn. jestli diabetes je z dlouhodobého hlediska léčen správně, či nikoliv.^[6]

Glukometr je častěji využíván diabetiky 1 typu, protože DM1 je téměř vždy léčen inzulínem



Obrázek 1: Glukometry

2.1 PŘEVODNÍKŮ PRO ELEKTROCHEMICKÉ BIOSENZORY

Elektrochemické systémy reprezentují nejrozšířenější typ převodníků používaného pro konstrukci katalytických biosenzorů. Hlavními výhodami jsou jednoduchá konstrukce měřicího systému, nízké pořizovací náklady a výborná citlivost. Pro sestavení elektrochemického měřicího systému jsou zapotřebí nejméně dvě elektrody, indikační (pracovní, měřicí) a referenti. Konstrukční uspořádání elektrod může být různorodé. ^[7]

2.2 POTENCIOMETRICKÉ BIOELEKTRODY

Základem je změna potenciálu vyvolaná akumulací náboje na rozhraní elektrody s roztokem. využívají nejčastěji iontově-selektivní elektrody k převádění biologické reakce na elektrický signál. Za nejjednodušších podmínek je převodníkem iontově selektivní elektroda (ISE) v kombinaci s enzymovou vrstvou obklopující sondu pH-metru, kde katalyzovaná reakce generuje nebo absorbuje vodíkové ionty. Potenciometrický převodník měří změnu potenciálu systému. Rozsah měřitelných koncentrací je dán vlastnostmi ISE.

U biosenzorů jsou potenciometrické převodníky složeny z iontově selektivní elektrody (ISE) kombinované s imobilizovaným enzymem. Jednoduchost potenciometrických technik je založena na závislosti koncentrace stanoveného analytu na potenciálu E , který odpovídá u reversibilní redox elektrody Nernst-Petersově rovnici (v ideálních roztocích lze aktivitu nahradit koncentracemi): ^[7]

$$E = E^0 - \frac{RT}{nF} \ln \frac{a_{red}}{a_{ox}}$$

E - elektrický potenciál elektrody

E⁰ - standardní elektrodový potenciál

T - teplota v kelvinech (teplota ve °C + 273,15)

n - počet vyměněných elektronů

R - molární plynová konstanta (8,314 J/K.mol)

F - Faradayova konstanta (96485 C/mol)

a - aktivita oxidované nebo redukované formy

ISE vykazují jen velmi malé proudy a tak vyžadují měřicí přístroje s velkou vstupní impedancí. Molekuly enzymů jsou imobilizovány do iontově citlivé povrchové vrstvy elektrody a výsledný povrchový náboj mění rozmístění náboje v oblasti rozhraní polovodičizolátor.

2.3 AMPEROMETRICKÉ BIOELEKTRODY

Amperometrické biosenzory poskytují jako signál proud vzniklý elektrochemickou reakcí při konstantním napětí pracovní elektrody. Ten je úměrný koncentraci analytu ve vzorku. Biosenzor vyniká rychlou odezvou a vyšší citlivostí, selektivita je pak řízena redox potenciálem analyzovaných látek přítomných ve vzorku. Bioelement při oxidaci substrátu odevzdává elektrony pracovní elektrodě, na jejímž povrchu dochází k elektrochemické regeneraci celé transportní kaskády, čímž se celý redoxní koloběh uzavře.

Bioelement při oxidaci substrátu odevzdává elektrony pracovní elektrodě, na jejímž povrchu dochází k elektrochemické regeneraci celé transportní kaskády, čímž se celý redoxní koloběh uzavře. Základním předpokladem tohoto tvrzení je skutečnost, že elektrodová reakce probíhá mnohem rychleji než transport analytu k elektrodě. Rychlost určujícím stupněm je potom transport elektroaktivní látky k elektrodě, přičemž rychlost toho transportu se s rostoucí tloušťkou difúzní vrstvy zpomaluje podle druhého Fickova zákona.

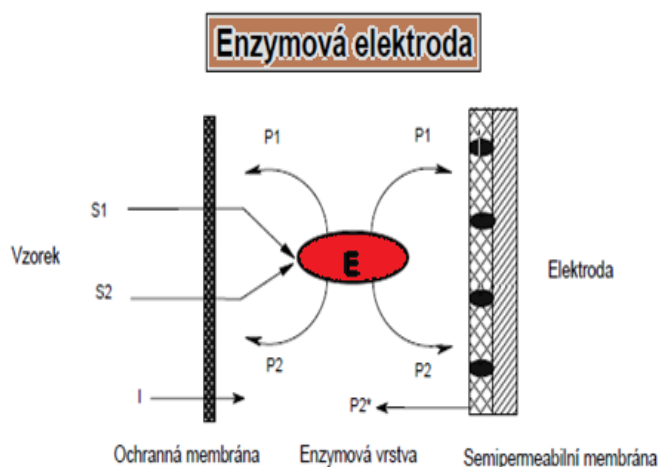
Amperometrické biosenzory využívají enzymové reakce, při nichž se spotřebovává kyslík (všechny oxidázy), tvoří peroxid vodíku (mimo oxidáz tvořících vodu) nebo produkují (nepřímo) redukovanou formu (fosfátu), NAD(P)H (dehydrogenázy).

Amperometrické měření je v případě biosenzorů využívajících enzymy možno provádět ve dvou- nebo tříelektrodovém uspořádání. Pro první systém se napětí na pracovní elektrodě nastavuje klasicky proti referentní elektrodě, jak už bylo zmíněno výše. V druhém případě se navíc použije druhá pracovní elektroda. Na této elektrodě není, narozdíl od první pracovní elektrody, vrstva enzymu, a proto zde nedochází ke specifické enzymové reakci a hodnota proudu naměřeného touto elektrodou slouží jako rozdílová hodnota k proudu.^[12]

3.ELEKTROCHEMICKÉ BIOSENZORY

3.1 ENZYMOVÉ BIOSENZORY

Biokatalytické senzory umožňují, případně urychlují chemické přeměny. Jsou syntetizovány buňkami všech živých organismů, v nichž zajišťují metabolismus. Účastní se syntézy látek nepostradatelných pro organismus a také degradace látek nežádoucích a nepotřebných. Patří mezi globulární bílkoviny a jsou většinou (60 až 70 %) povahy složených bílkovin. Součástí molekul enzymů jsou nízko molekulové neaminokyselinové struktury nazývané kofaktory. Jejich funkce spočívá v přenosu atomů nebo jejich skupin, nebo elektronů při biochemických reakcích, které enzymy katalyzují. Je-li kofaktor pevně vázán na bílkovinnou složku enzymu, je tato složka nazývána prostatická skupina. Jindy je kofaktor s bílkovinnou složkou vázán slabě a může se od ní lehce oddělovat; takový kofaktor nazýváme koenzym^[8]



Obrázek 2: Enzymová elektroda

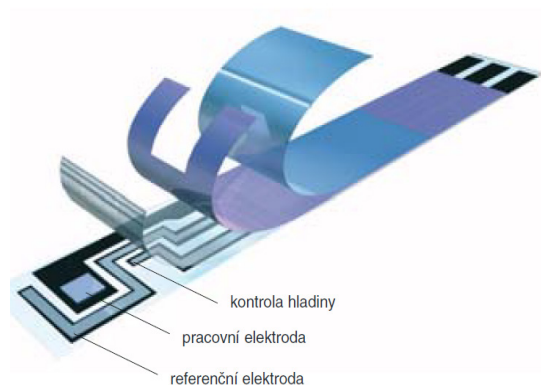
Ve zkratce lze říci, že enzymy jako analytická činidla se používají pro stanovení substrátů, aktivátorů nebo inhibitorů. Znamená to, že enzymová analýza může být použita všude tam, kde jde o stanovení látek, které jsou substráty, aktivátory či inhibitory enzymových reakcí.

Enzymové metody umožňují zásadní zjednodušení práce při stanovení složek či jednotlivých látek ve velmi komplexních směsích, s nimiž se lze setkat v přírodě. Specifická používaných enzymů totiž umožňuje stanovit většinu látek ve směsi bez jejich předchozího dělení, aniž by hrozilo přílišné nebezpečí interference dalších látek^[9]

Enzym se v biosenzorech používá převážně v purifikovaném stavu.^[7] V případě enzymů je nutno mít na paměti, že jde o velmi labilní činidla, která snadno podléhají inaktivaci až denaturaci.^[10] Nejčastěji se používá jeden enzym, někdy je ovšem výhodnější použít současně dva nebo výjimečně i více enzymů, které navzájem kooperují – katalyzují například následné reakce nebo recyklační procesy.^[7]

3.2 BIOSENZOR

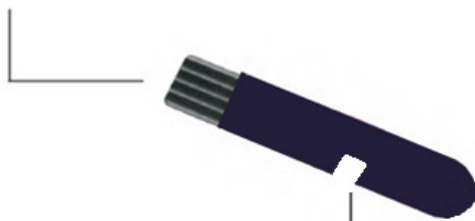
Enzymová elektroda jedno použití, jednorázový testovací proužek pro stanovení koncentrace cukru v krvi, v dolní části jsou natištěné elektrody, které jsou překryty permeabilní membránou a enzymem.^[11]



Obrázek 3: testovací proužek (Abbott Laboratories – True Measure™ Technology),

Amperometrický testovací proužek obsahuje natištěnou (*obrázek 3*) měřicí katodu, referenční anodu a pomocnou elektrodu, která kontroluje množství krve nasáté do proužku a spíná vlastní měření. Elektrody jsou deponovány na porézním podkladu a překryty membránou podobní, jako je tomu v klasickém provedení Clarkova čidla. Uvážíme-li, že pacient si měří hladinu krevního cukru několikrát denně, pak je Clarkovo čidlo na počet kusů nejběžnějším biosenzorem.^[11]

Elektronické kontaktní proužky : Vložte tento konec testovacího proužku do Testovacího otvoru měřiče k aktivaci



Podložka pro vkládání vzorků :
Podložka, kam se kape krevní vzorek nebo je kapán testovací roztok. Když se dotknete tímto koncem krevního vzorku nebo kontrolního roztoku, nateče do reakční zóny automaticky

Obrázek 4: testovací proužek

Testovací proužek pracuje na princip měření elektrického proudu vyvolaného reakcí glukózy s reagensy na elektrodě testovacího proužku. Vzorek krve se natáhne do reakční zóny testovacího proužku kapilárním vztlínáním. Vzorek reaguje s glukóza-oxidázou, přičemž vzniká elektrický proud, kterého velikost je přímo úměrná množství glukózy obsažené v krvi.^[15]

Kódovací proužky :

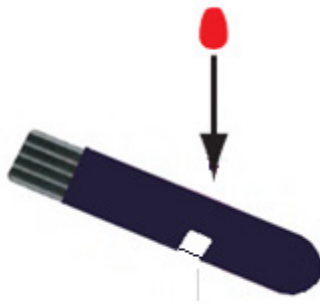
GLUC – Glukóza

Testovací mód (např. GLUC) Kódové číslo (např. 403)



Obrázek 5: Kódové číslo

Dotkněte se vzorkem krve podložky pro vkládání vzorků testovacího proužku, aby se krev vtáhla do podložky (Obrázek 6).



Obrázek 6: testovací proužek místo kape krevní vzorek

Odběry krve:

Vzorky krve k vyšetření glykemie je možné odebrat i z jiných míst než z konečků prstů, jako např. z předloktí, dlaně, břicha či stehna. Při použití krve odebrané z výše uvedených míst se mohou výsledky významně lišit od výsledků získaných z krve z konečků prstů. K rozdílu dochází, když se hladiny glykemie rychle mění, jako např. Po jídle, po inzulínu, při cvičení a fyzické zátěži.^[12]



Obrázek 7 :Odběry krve

Glukóza ve vzorku krve bude reagovat s elektrodami v testovacím proužku k vyšetření glykemie, čímž vznikne elektrický proud, který bude stimulovat chemickou reakci.



Obrázek 8: Vzorek krve

4. NÁVRH HARDWARE MĚŘICÍHO ZAŘÍZENÍ

Předmětem této práce je podrobně popsat návrh a realizaci funkčního zařízení a softwaru, který je součástí této bakalářské práce. Jednotlivé části kapitoly podrobně rozebírají funkce jednotlivých částí obvodového zapojení včetně popisu případných jiných řešení.

Při návrhu hardware jsem vycházel z komerčně dostupných a běžně prodávaných součástí. Před vlastním návrhem měřicího zařízení jsem se musel seznámit hlavně se sortimentem senzorů dostupných na českém trhu. Při návrhu jsem kladl důraz na jednoduchost a cenovou dostupnost.

4.1 NÁVRH MĚŘÍCIHO ŘETĚZCE

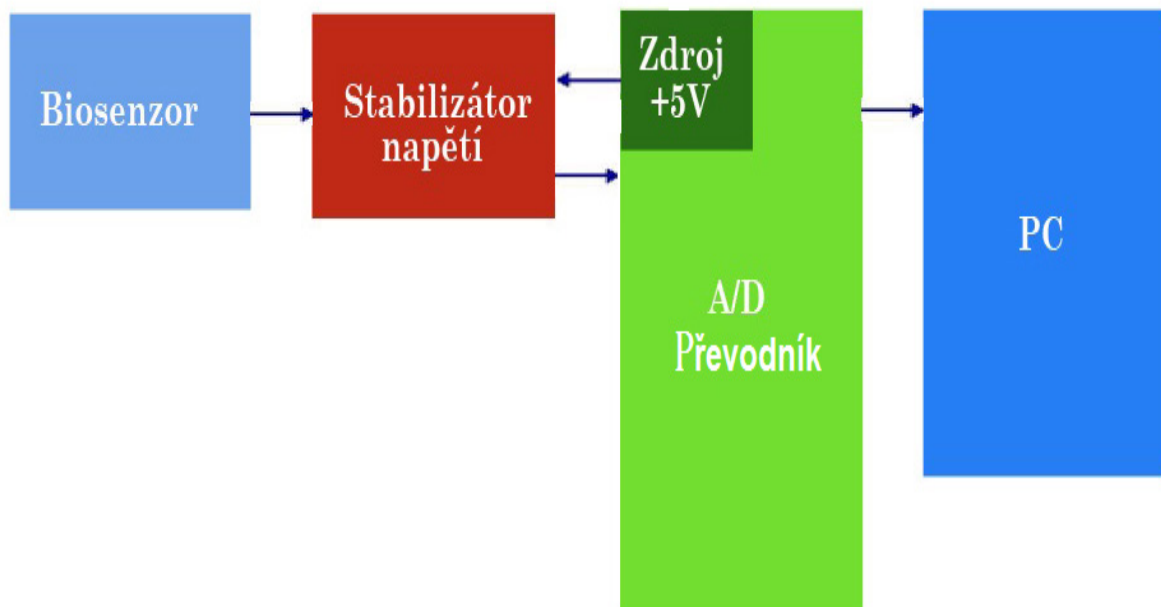
Jednotlivé části navrženého zapojení a jejich parametry budou detailně popsány v následujících částech :

- NÁVRH ELEKTRICKÉ ZAPOJENÍ
- REALIZACE ELEKTRICKÉ ZAPOJENÍ

4.1.1 NÁVRH ELEKTRICKÉ ZAPOJENÍ

Blokové schéma celého zařízení , které obsahuje :

- Biosenzor (testovací proužek) od firmy Clever Chek kódové číslo 403
- Stabilizátor napětí
- Analogově digitální převodník, VŠB-TUO BMENG DAU s zdrojem
- PC



Obrázek 9: Blokové schéma celého zařízení

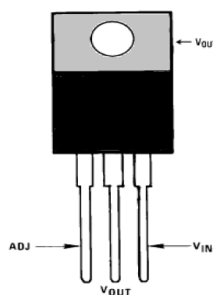
4.1.2 STABILIZÁTOR NAPĚTÍ

Stabilizátor je elektrotechnická součástka, která umožňuje stabilizovat výstupní napětí nebo proud při změnách:

- a) výstupního proudu
- b) vstupního napětí
- c) teploty okolí

Na jiných veličinách obvykle hodnota výstupního napětí nezávisí, pokud ano, je třeba sledovat i takovéto vlivy (např. stárnutí součástek, vliv elektromagnetického rušení apod.). Kromě stabilizačních účinků (kterými je míněna regulace na konstantní hodnotu) každý typ stabilizátoru více či méně snižuje střídavou složku výstupního napětí (zvlnění) a pracuje tedy jako filtr. ^[13]

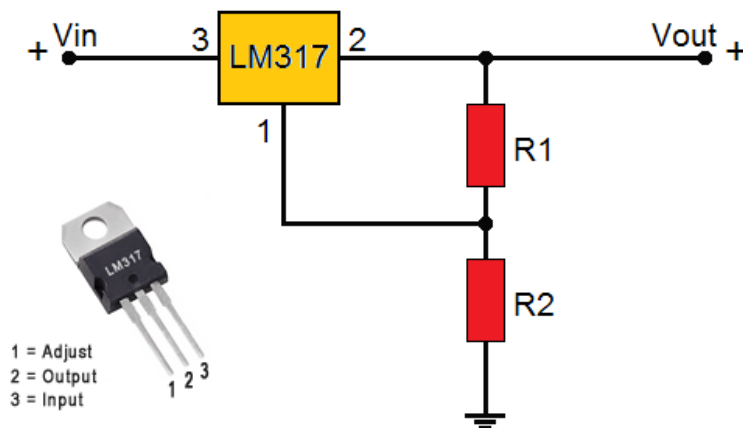
Obvod LM317 je nastavitelný lineární regulátor napětí. Integrovaný obvod LM317 je zvláštní tím, že má jen tři vývody, přičemž žádný z vývodů není uzemněn. Integrovaný obvod je přitom napájen rozdílem napětí mezi vstupem (VIN) a výstupem (VOUT). Aby obvod pracoval správně, musí být mezi těmito vývody napětí nejméně 2,5 V a obvod musí být zatížen proudem nejméně 5 mA. Obvod se snaží nastavit na výstupu takové napětí, aby rozdíl napětí mezi nastavitelným pinem (ADJ) a výstupem (VOUT) bylo právě 1,25 V.



Obrázek 10 : Integrovaný obvod LM317T

Zapojení stabilizovaného regulovatelného zdroje s obvodem LM317 podle schéma zapojení

(Obrazek 12):



Obrázek 11: Základní zapojení stabilizátoru LM 317

Výstupní napětí z LM317 se nastavuje pomocí odporů (R1 a R2), s jejich hodnotami volí podle následující rovnice:

$$V_{OUT} = 1.25 * (1 + R2/R1)$$

kde R1 je odpor rezistoru R1 a R2 je :

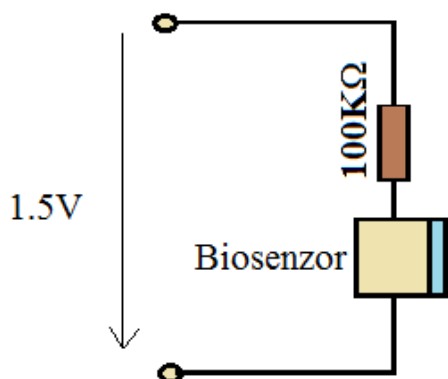
$$R1 = 100 \, \Omega$$

$$R2 = 20 \, \Omega$$

Testoval jsem v laboratoře výstupní napětí na stabilizovaném zdroji napětí, které bylo $V_{out} = 1,5 \, V$, a bylo vstupní na stabilizovaném zdroji napětí $V_{in} = +5V$.

Pečlivé práci musí obvod pracovat na první zapnutí, , respektive rozsah výstupního napětí +1.5 V.

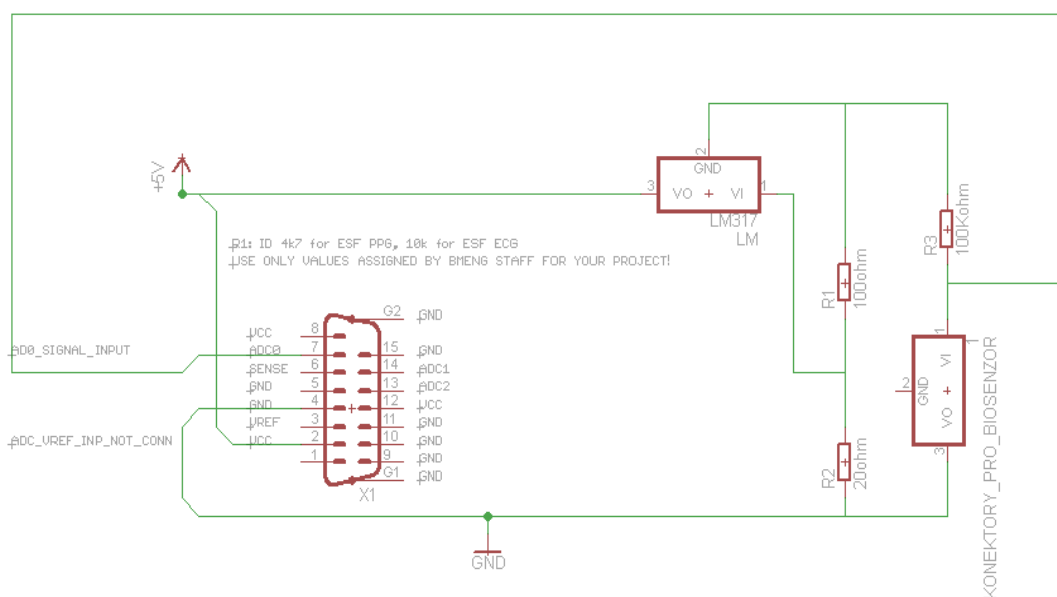
Který bude na biosenzory podle (Obrázek 10) .



Obrázek 12:Výstupní napětí +1.5 V

4.1.3 SCHÉMA ZAPOJENÍ

Na následujícím obrázku je schéma zapojení stabilizátoru s biosenzorem je navržena v programu EAGLE verze 5.11.0.



Obrázek 13: schéma zapojení stabilizátoru s biosenzorem je navržena v programu EAGLE verze 5.11.0.

4.1.4 SEZNAM SOUČÁSTEK

Seznam součástek hardware měřicího zařízení:

Pervek	Hodnota
R1	100 Ω
R2	20 Ω
R3	100 K Ω
IC1	LM317T
Zásuvky	AWZ05
Konektory	CANON(15PIN)

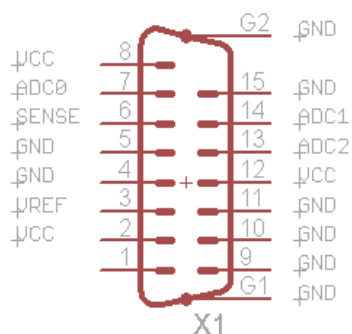
Konektory CANON 15 PIN



Obrázek 14 :Konektory CANON 15 PIN

Konektory CANON – Umístil jsem ve správné orientaci. Před vložením do DPS zkontrolovat číslování vývodů. Při vkládání nepoužívat sílu, raději vhodným nástrojem nasměrovat nožičky přesně proti otvorům v desce. ^[14]

Konektory CANON 15 PIN je navržena v programu EAGLE verze 5.11.0.



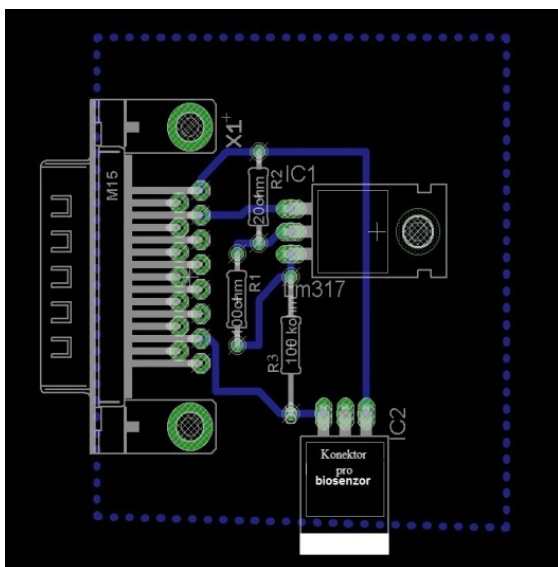
Obrázek 15: Schéma zapojení konektory CANON 15 PIN je navržena v programu EAGLE verze 5.11.0.

4.2 REALIZACE ELEKTRICKÉ ZAPOJENÍ

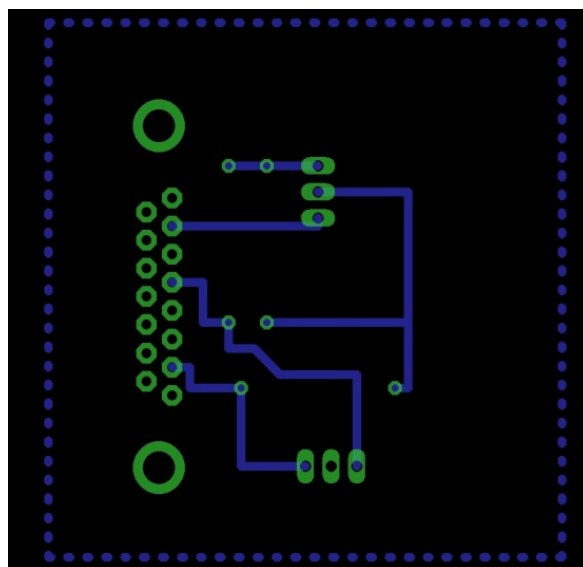
4.2.1 DESKA

Schéma zapojení a jednostranná DPS je navržena v programu EAGLE verze 5.11.0, Deska je napájena ze zdroje přibližně o napětí 5V, to je dále stabilizováno lineárním stabilizátorem na hodnotu +1.5V .

Na následujících obrázcích je možný motiv desky s plošnými spoji včetně rozmístění součástek:

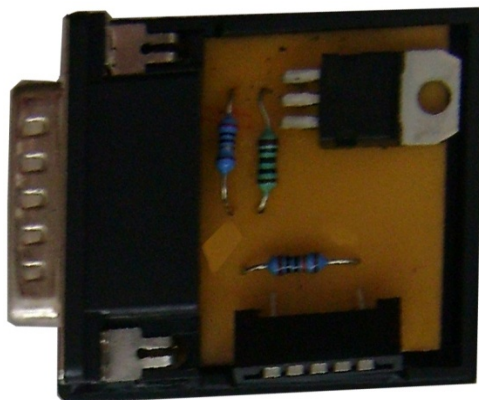


Obrázek 16: a) Rozmístění součástek

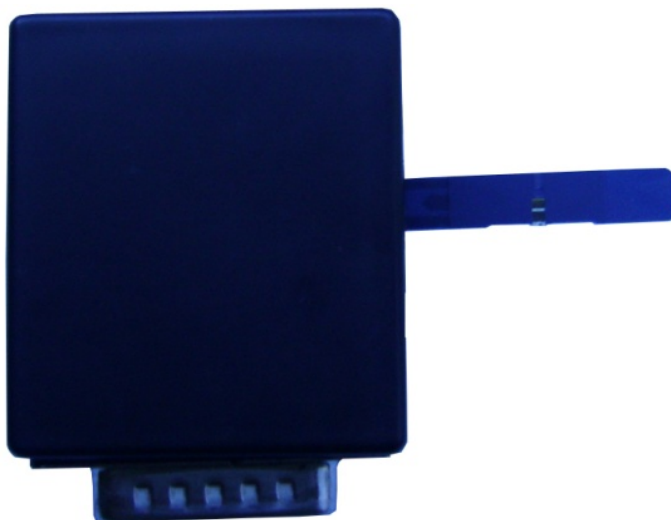


b) Plošný spoje

4.2.2 VÝROBEK



Obrázek 17: Pohled do výrobku po sejmutí vrchního kryty



Obrázek 18: Pohled do výrobku kryty

4.3 ANALOGOVĚ DIGITÁLNÍ PŘEVODNÍK

Analogově digitální převodník, VŠB-TUO BMENG DAU , je elektronická součástka určená pro převod spojitého (neboli analogového) signálu na signál diskretní (digitální). Tento převodník 12 bitů je taky zdroje dává nám +5V.

Připojeny k externímu A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU, který zajišťuje převod měřených analogových signálů do číslicové formy. Software komunikuje pomocí vnitřních funkcí umístěných v tzv. DLL knihovně (Dynamic link library) s externím A/D převodníkem připojeného prostřednictvím USB počítačového rozhraní. DLL knihovna obsahuje funkce jednak pro otevření analogového vstupu do A/D převodníku a jednak funkce pro měření dat.

Analogově digitální převodník, VŠB-TUO BMENG DAU i ovladače jsem dostal od vedoucího bakalářské práce .^[13]



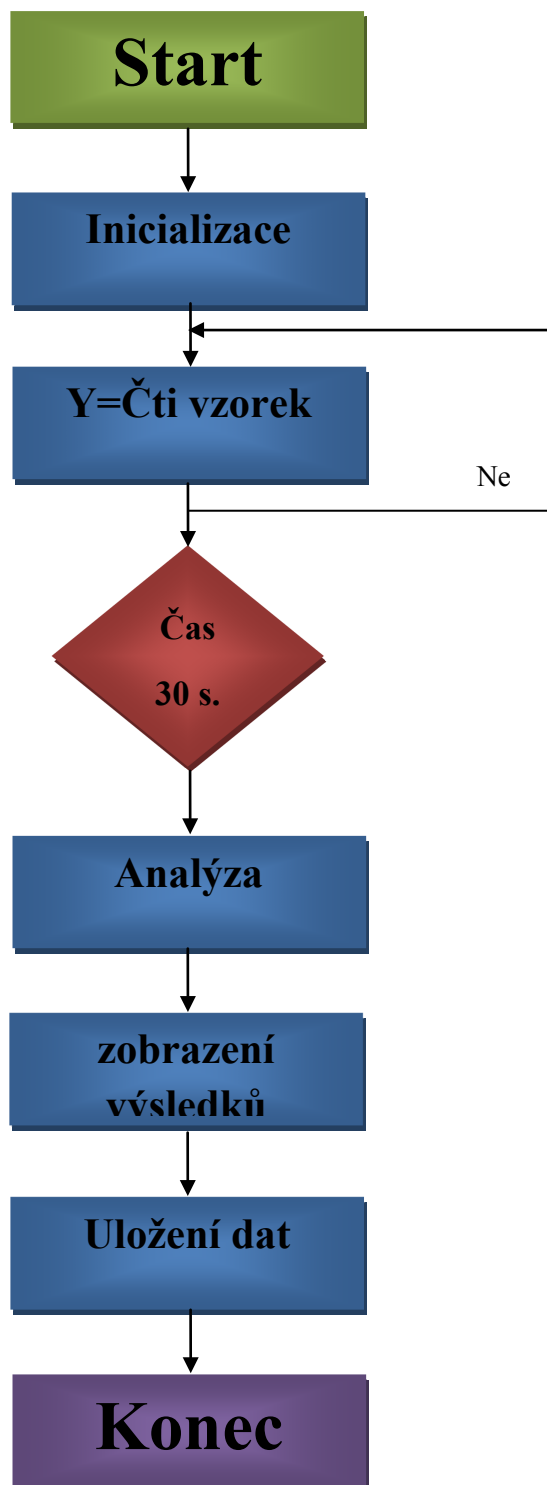
Obrázek 19: Analogově digitální převodník, VŠB-TUO BMENG DAU

5. NÁVRH SOFTWARE MĚŘICÍHO ZAŘÍZENÍ

Samotný hardware měřicího zařízení udává jeho možnosti, ale funkce mu dodá jeho software. Cílem této práce je tento software popsat a tím objasnit jednotlivé funkce měřicího zařízení. Celý program je napsán v programovacím jazyce Matlab verze 7.9.0 (R2009b).

5.1 NÁVRH SOFTWARE ŘETĚZCE

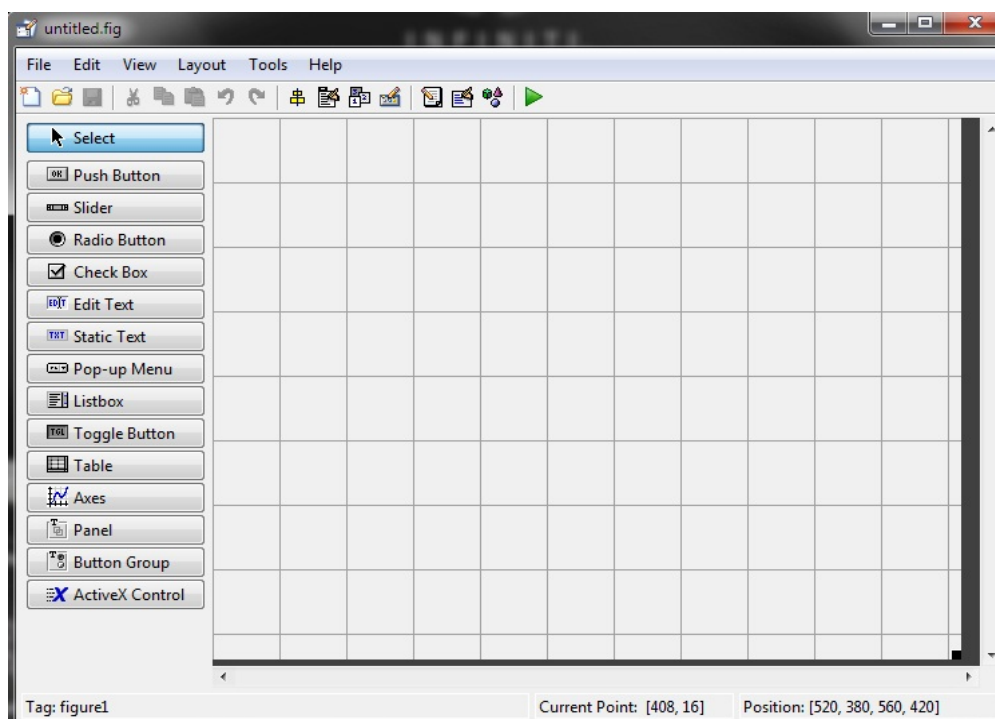
Dále budou popsány jednotlivé bloky tohoto diagramu, které představují základní funkce celého zařízení.



5.2 POSTUPOVAT PŘI TVORBĚ SOFTWARE

Tvorba GUI

Téměř všechny moderní software, který používají uživatelé má grafické uživatelské rozhraní, které je tvořeno kombinací výše zmíněných interakčních stylů. Při tvorbě GUI je vhodné se řídit podle pravidel, která nám určují, jak se má korektně vytvořit GUI pro zvolenou platformu či desktopové prostředí.



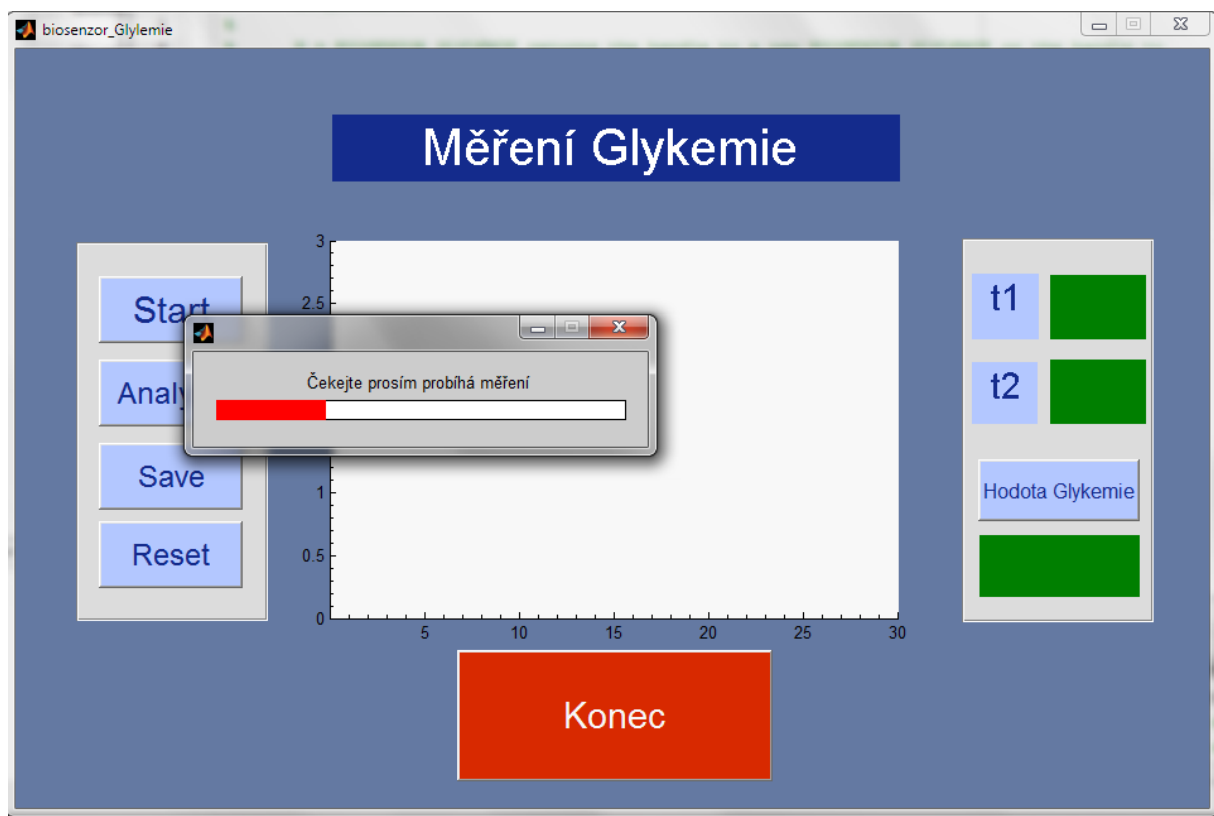
Obrázek 20 : okna GUI v programu Matlab verze 7.9.0 (R2009b)

Soubor knihovna.dll

Software komunikuje pomocí vnitřních funkcí umístěných v tzv. DLL knihovně (Dynamic link library) s externím A/D převodníkem připojeného prostřednictvím USB počítačového rozhraní. DLL knihovna obsahuje funkce jednak pro otevření analogového vstupu do A/D převodníku a jednak funkce pro měření dat.

Start

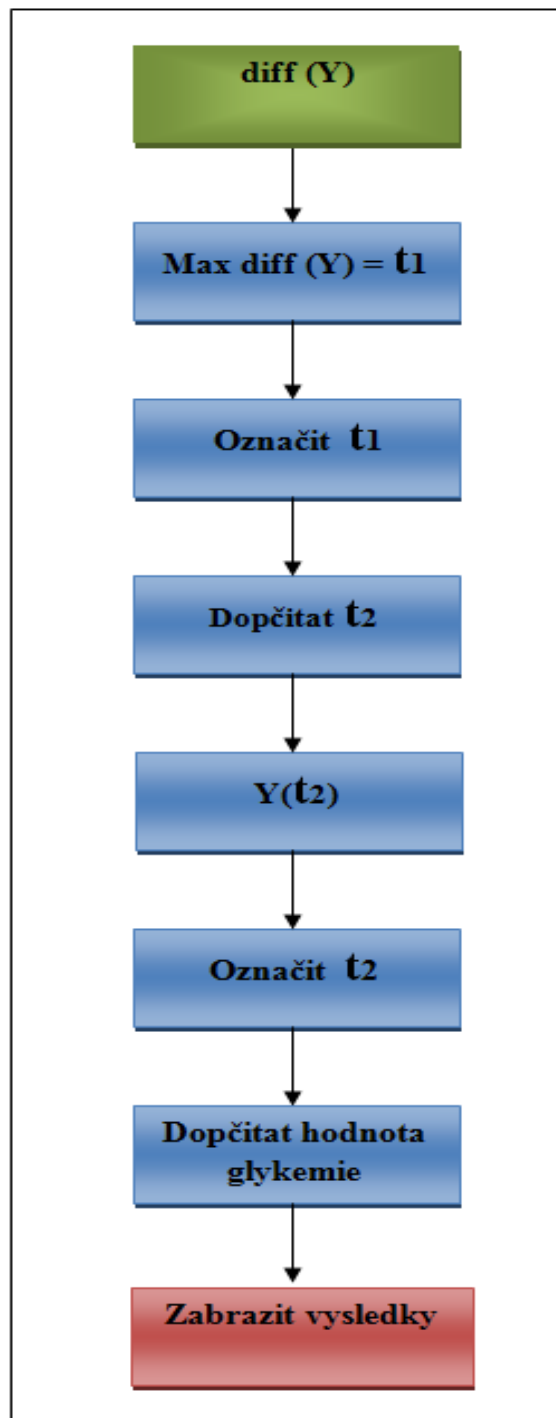
Na tlačítko Start , bude začíná komunikaci s A/D převodníkem, VŠB-TUO BMENG DAU ,rozsvícení LED na převodník . Začátek čtecího vzorek . Klikneme na tlačítko Start , Dialog s lištou, “Čekejte prosím probíhá měření” , probíhá doba měření 30 s.



Obrázek 21 : Software tlačítko Start

Analýza

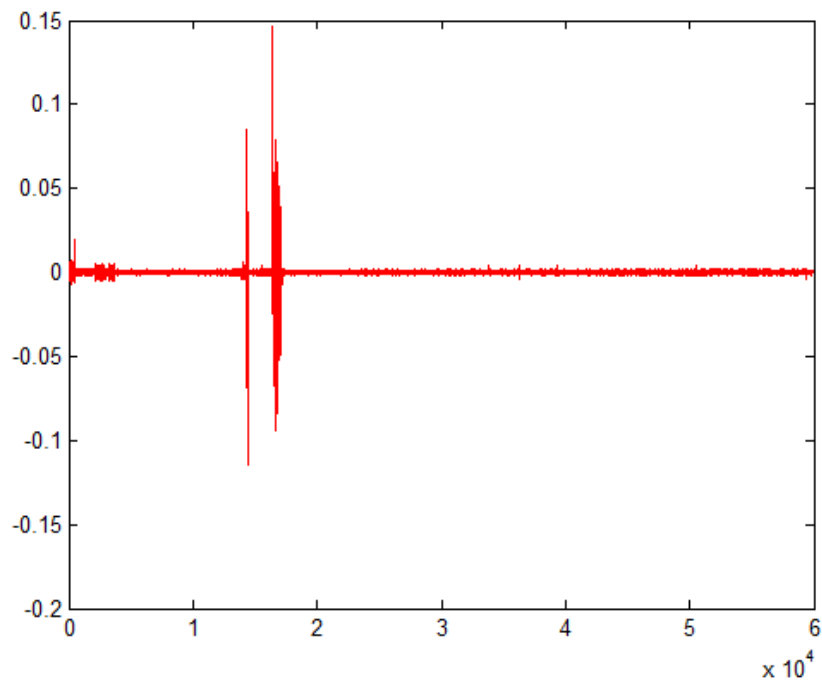
Dále budou popsány jednotlivé bloky tohoto diagramu, které představují základní funkce analýzy.



Derivace funkce

Následující funkce vrací vektor hodnot derivace funkce:

Y=měření data měření
diff(Y) Derivace



Obrázek 22.1 : graf derivace

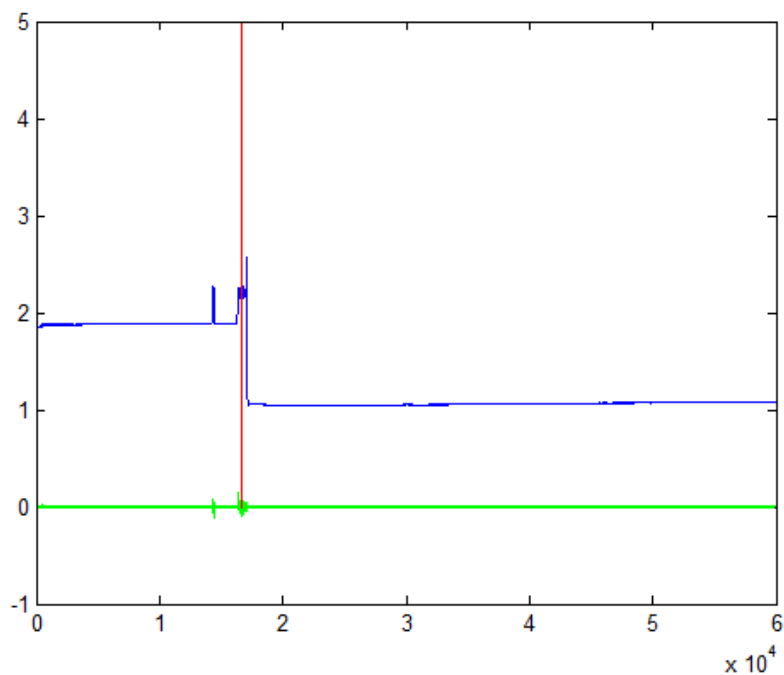
Vypočítat t_1

Odpovídá času t_1 okamžik kápnutí kapky krve do určeného místa na biosenzoru.

$t_1 = \text{pozice} * \text{koeficientu času pro jeden vzorek}$

Označit t1

Označí t1 na grafu měření , graf derivace



Obrázek 22.2: t1 na grafu měření , graf derivace

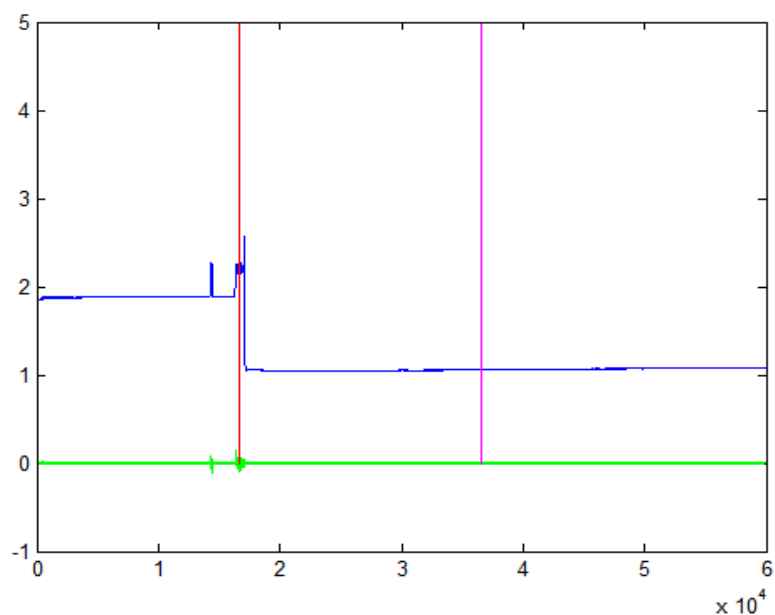
Vypočítat t2

Odpovídá času t_2 konec měření

$t_2 = (\text{pozice} + 20000) \times \text{koeficientu času pro jeden vzorek}$

Označit t2

Označí t2 na grafu měření , graf derivace



Obrázek 22.3 : t2 na grafu měření , graf derivace

Zobrazení výsledek

Rozdíl $t_2 - t_1$ je nazýván doba měření. Doba měření u biosenzoru pro glukometr Clever Check je 10 vteřin .zobrazuje hodnoty t_1 i t_2 na software.

Uložit dat

Pro uložit data v MAT-File Format

Konec

Ukončit program .

Uživatelské rozhraní

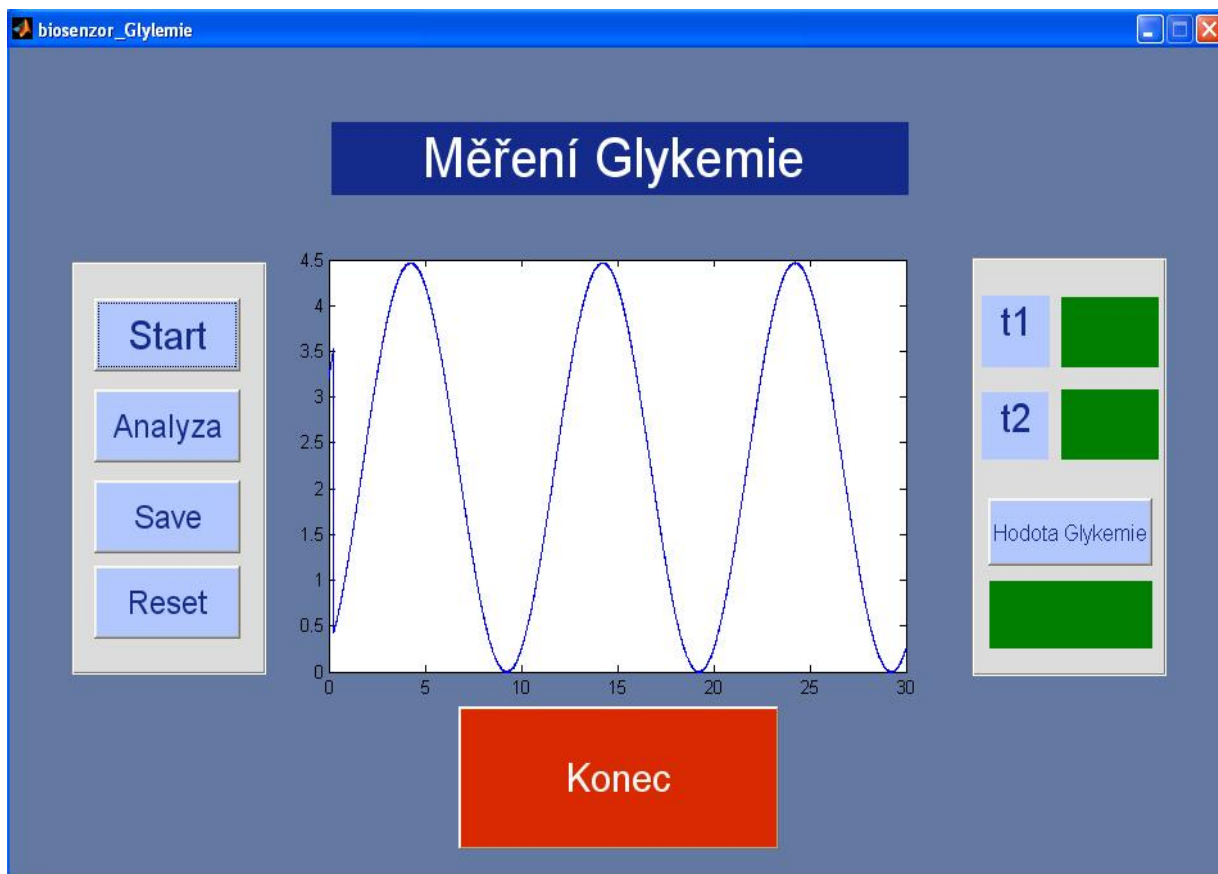
Pohled Software uživatelské rozhraní



Obrázek 23: Software uživatelské rozhraní

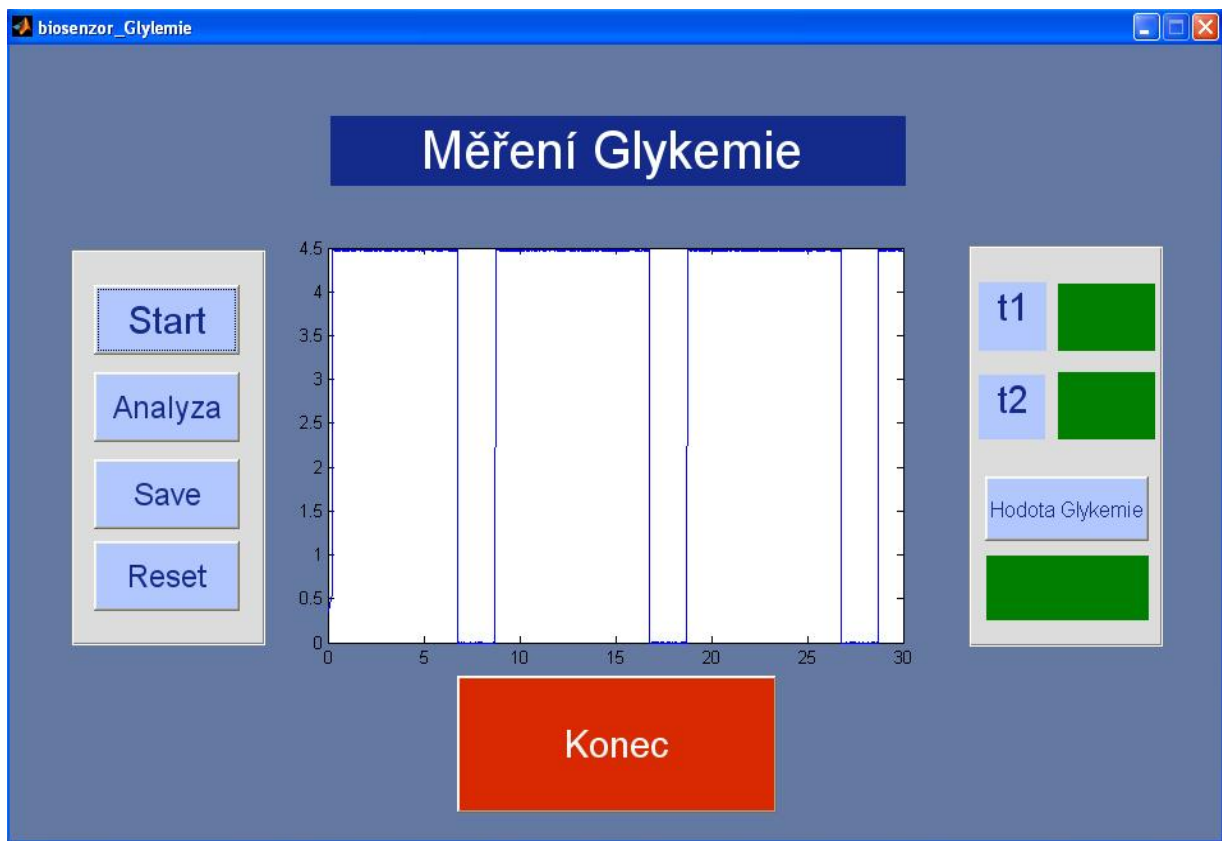
5.3 TEST REALIZOVANÉHO ZAŘÍZENÍ A SOFTWARE

Po dokončení hardware jsem připojil s externím A/D převodníkem připojeného prostřednictvím USB do počítačového rozhraní. Testování hardware i software (Měření glykemie) pomocí generátor:

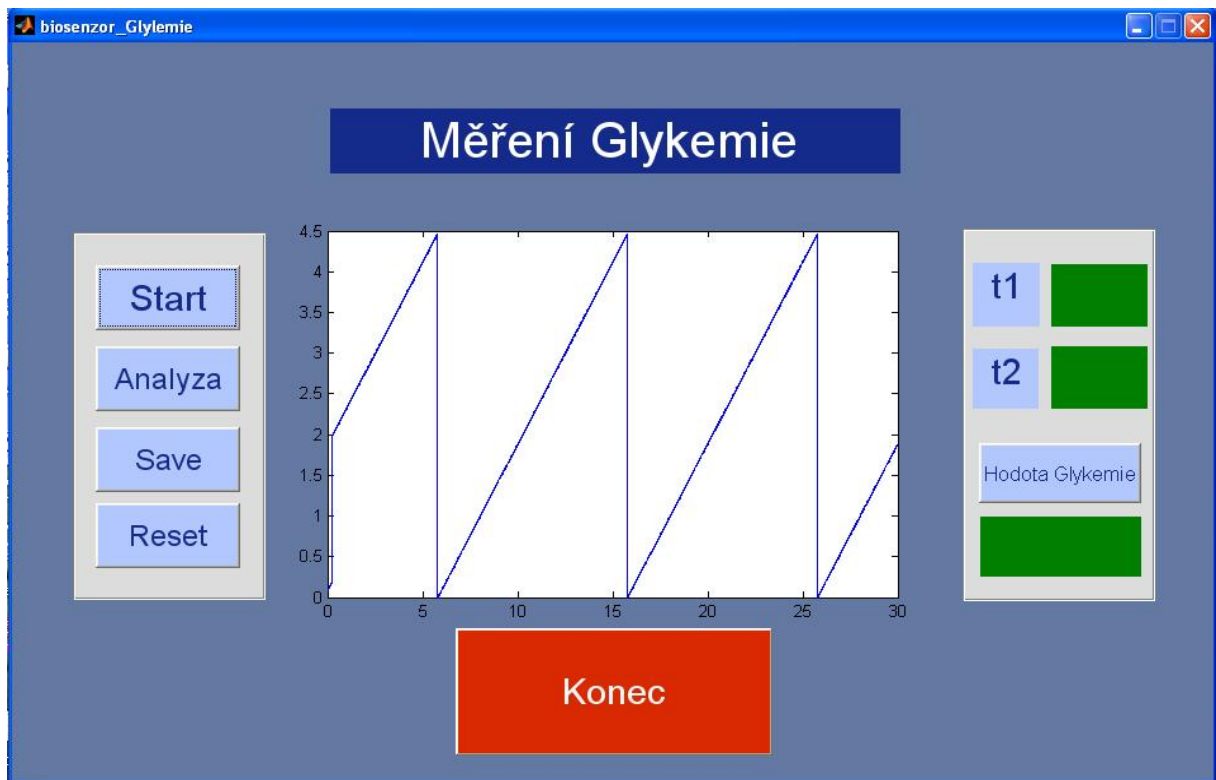


Obrázek 24.1 : sinusový signál

Zpoždění na časovém průběhu signálu způsobí překmit. Pro přesnější výpočet se nepočítají první dvě sekundy.



Obrázek 24.2 : Obdélíkový signál



Obrázek 24.3 : Pilovitý signál

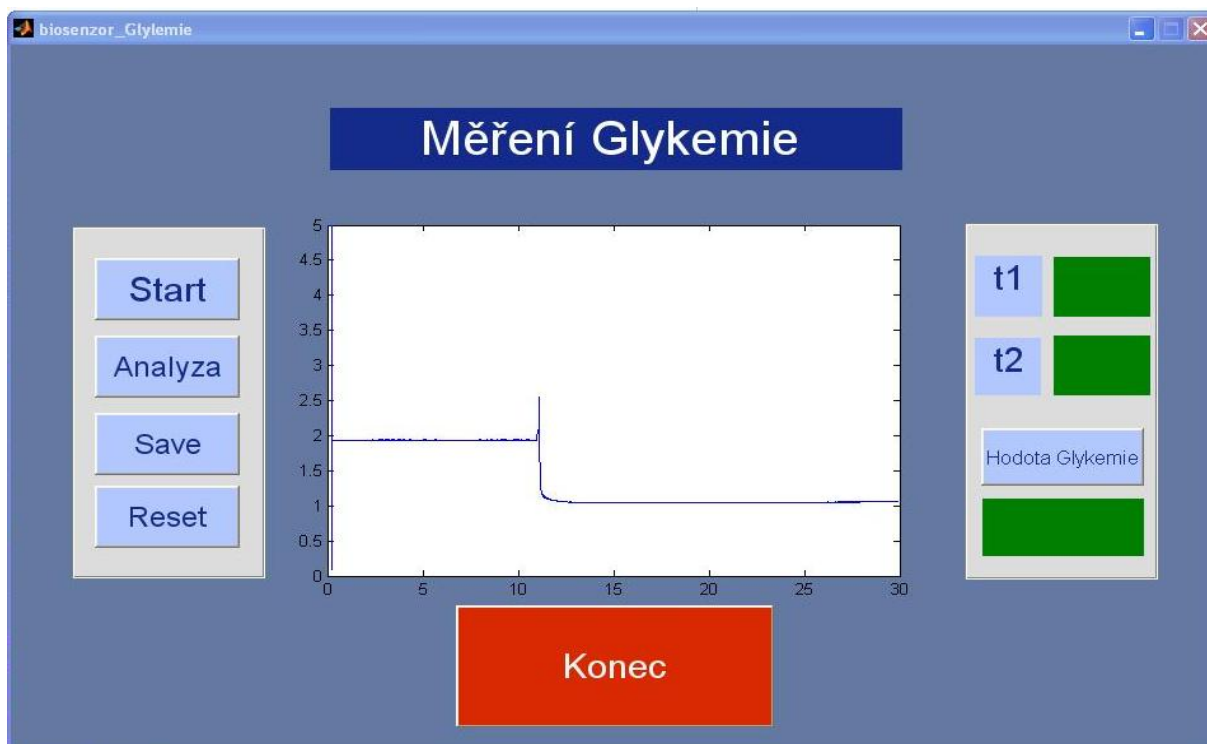
Požíval jsem dvě lahvičky s roztokem simulující glykémii , který jsem dostal od vedoucí práci :

- Lahvička s roztokem simulující glykémii cca 3 mmol/l
- Lahvička s roztokem simulující glykémii cca 7 mmol/l



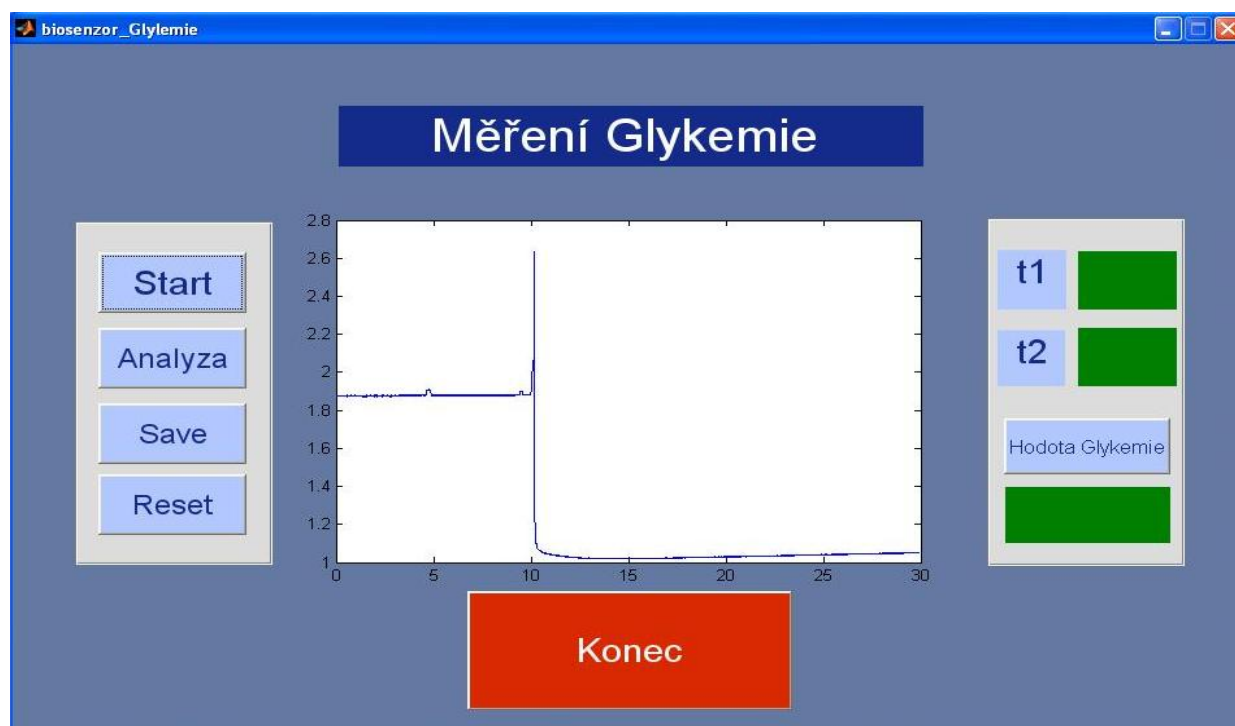
Obrázek 25 : Lahvičky s roztokem simulující glykémii

- Měřil jsem s roztokem simulující glykémii cca 3 mmol/l



Obrázek 26.1 : měření s roztokem simulující glykémii cca 3 mmol/l

- Měřil jsem s roztokem simulující glykémii cca 7 mmol/l



Obrázek 26.2 : měření s roztokem simulující glykémii cca 7 mmol/l

- Měřil jsem na hardware bez biosenzoru .



Obrázek 26.3 : měření na hardware bez biosenzoru

ZÁVĚR

V bakalářské práci jsem se seznámil s principem měření glykemie a rozebíral jednotlivé metody měření. Při návrhu hardware jsem vycházel z komerčně dostupných a běžně prodávaných součástek, dostupných na českém trhu. Realizoval jsem software pro hardware a objasnil jednotlivé funkce. Celý program je napsán v programovacím jazyce Matlab verze 7.9.0 (R2009b). Při vývoji byl program vzhledem k nutnosti komunikace s A/D převodníkem a testován v hardwaru a vyhodnocoval výsledky měření. Vytvořil jsem úlohu dle standardů laboratoře BME pro studenty, ve které je popsán postup měření glykemie.

Biosenzor pracuje na principu měření elektrického proudu vyvolaného reakcí glukózy s reagensy na elektrodě testovacího proužku. Vzorek krve se natáhne do reakční zóny testovacího proužku kapilárním vztlínáním. Vzorek reaguje s glukóza-oxidázou, přičemž vzniká elektrický proud, kterého velikost je přímo úměrná množství glukózy obsažené v krvi.

Doba měření t_1 čas odpovídá kápnutí krve na biosenzor, t_2 čas odpovídá konci měření a zobrazení výsledky měření

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY A INTERNETOVÝCH ZDROJŮ:

- [1] <http://compex.zdravi-cz.eu/cukrovka-mereni-cukru-glukometr.php>.....(10.04. 2011)
- [2] <http://cs.wikipedia.org/wiki/Glykemie>.....(15.04. 2011)
- [3] <http://cs.wikipedia.org/wiki/Hypoglykemie>(16.04. 2011)
- [4] <http://cs.wikipedia.org/wiki/Hyperglykemie>.....(16.04. 2011)
- [5] <http://absolventi.gymcheb.cz/2008/ledolez/oktava2/Problematika.html>.....(16.04. 2011)
- [6] <http://cs.wikipedia.org/wiki/Glukometr>.....(16.04. 2011)
- [7] Skládal, P: *Biosenzory*; 12- 45; Brno (2002)
- [8] ON- LINE (ELEKTROCHEMICKÉ BIOSENZORY Ing. Petr Kotzian, Ph.D)
<http://www.peta.unas.cz/biosenzory/index.htm>.....(22.04. 2011)
- [9] Králová, B., Rauch, P.: *Bioanalytické metody*; 1995; 47-60, Praha(1995)
- [10] Wang, J.: *Glucose biosensors: 40 Years of Advances and Challenges*; Electroanalysis
2001 (13); 982-989
- [11] Xueji Zhang, Huangxian Ju, Joseph Wang;” *Electrochemical Sensors, Biosensors And Their Biomedical Applications*” First edition 2008 ; 57-79
- [12] http://www.glukobayer.cz/images/FCKeditor/File/navod_prouzky.pdf.....(10.06. 2011)
- [13] http://cs.wikipedia.org/wiki/Stabilizátor_napětí.....(18.06. 2011)
- [14] manual příručka pro kompletaci výukové sady biomedicínského inženýrství
- [15] http://www.glukobayer.cz/images/FCKeditor/File/navod_prouzky.pdf.....(22.06. 2011)

PŘÍLOHA (A)

Obsah:

- Schéma zapojení v programu Eagle
- Zdrojový kód programu
- Laboratorní úlohy dle standardů laboratoře [bme]

PŘÍLOHA (B)

Obsah CD:

- Elektronická podoba této práce ve formátu .pdf.
- Schéma zapojení v programu Eagle
- Zdrojový kód programu
- Laboratorní úlohy dle standardů laboratoře [bme]
- m-file biosensor.m, jehož spuštěním v systému Matlab.
- Figure biosensor.fig jehož spuštěním v systému Matlab.
- Ovladače Analogově digitální převodník, VŠB-TUO BMENG DAU